

VU Research Portal

Optimale crankhoek bij de start van baanwielrennen: Een simulatiestudie

Casius, R.; Forrester, S.; King, M.; van Soest, A.J.

2008

document version

Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link to publication in VU Research Portal](#)

citation for published version (APA)

Casius, R., Forrester, S., King, M., & van Soest, A. J. (2008). *Optimale crankhoek bij de start van baanwielrennen: Een simulatiestudie*. (Technical report for NOC/NSF). Faculteit der Bewegingswetenschappen.

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

Take down policy

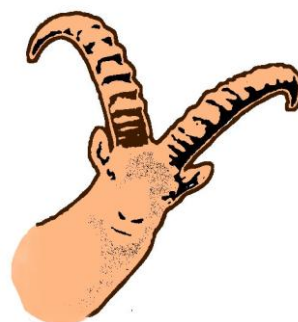
If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

E-mail address:

vuresearchportal.ub@vu.nl

Optimale crankhoek bij de start van baanwielrennen: Een simulatiestudie

Richard Casius¹, Steph Forrester², Mark King² en Knoek van Soest¹



NOC*NSF BOK- PROJECT

Aanvragers:

H. van Beusekom³ (Hoofd Sporttechnische Zaken KNWU)

Dr. A.J. van Soest¹ (staflid FBW/VU)

Ondersteuning vanuit KNWU:

Drs. A. Smit³

Uitvoerders:

Drs. L.J.R. Casius¹

Dr. A.J. van Soest¹

Dr. S. Forrester²

Dr. M.A. King²

¹ Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit Amsterdam

² School of Sport & Exercise Sciences, Loughborough University, Leicestershire, UK

³ Koninklijke Nederlandsche Wielren Unie, Nieuwegein

OKTOBER 2008



Inhoudsopgave

Samenvatting.....	3
1. Inleiding	5
2. Methode	6
3. Resultaten en discussie	16
4. Conclusie.....	24
5. Aanbevelingen voor de praktijk.....	25
Referenties	26
Bijlage 1: Dynamometermetingen	27



Samenvatting

Inleiding

Uit de praktijk van het baanwielrennen is de vraag naar voren gekomen wat de optimale initiële crankhoek is bij de start. Deze vraag was de aanleiding tot dit BOK-project. Om de vraag te beantwoorden is een samenwerking aangegaan tussen de Koninklijke Nederlandsche Wielren Unie (KNWU), de afdeling School of Sport & Exercise Sciences van de Loughborough University in Leicestershire (SSES/LU) en de Faculteit der Bewegingswetenschappen (FBW) van de Vrije Universiteit Amsterdam (FBW/VU).

Doelstelling

De primaire doelstelling van het project is om de relatie tussen de initiële crankhoek enerzijds en de optimale tijdsduur van de eerste crankomwenteling anderzijds van één baanwielrenner uit de nationale selectie in kaart te brengen. De secundaire doelstelling is enig inzicht te verwerven in de interactie tussen deze relatie en variabelen als spierkracht, spiersnelheid, cranklengte, en initiële oriëntatie van de onderste extremiteiten.

Methode

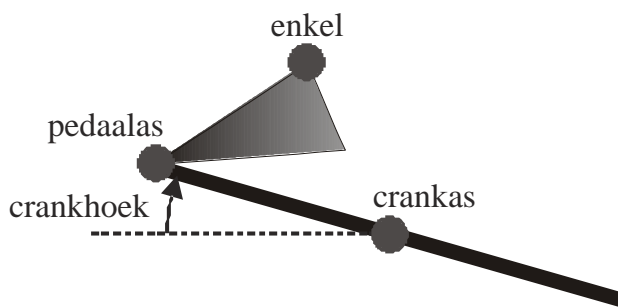
Het project is opgesplitst in een experimentele fase en een modelleer- en simulatiefase. In de eerste fase werden de experimentele gegevens verzameld van een baanwielrenner uit de nationale selectie (de huidige startrenner op het onderdeel team sprint) en zijn fiets. Op basis van deze gegevens is een bestaand computermodel aangepast aan de eigenschappen van de renner, zijn fiets, en de taak. In de tweede fase werd dit computermodel ingezet om bij verschillende initiële crankhoeken de tijdsduur van de eerste crankomwenteling te minimaliseren, gegeven de intrinsieke eigenschappen van het gemodelleerde spier- en skeletstelsel en de fiets.

Resultaten

Uit deze studie blijkt dat de initiële crankhoek een systematische relatie heeft met de minimale tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling bij een zogenaamde “staande” start van de baanwielrenner in kwestie. Verder blijken variabelen als spierkracht, spiersnelheid, cranklengte, en de initiële oriëntatie van de onderste extremiteiten wel van invloed te zijn op de minimale tijdsduur van de eerste volledige omwenteling, maar geen noemenswaardige verschuiving van de optimale initiële crankhoek tot gevolg te hebben.

Conclusie

De optimale initiële crankhoek bij een staande start in het baanwielrennen ligt rond de 25 graden (zie figuur 1 voor de definitie van crankhoek). Een afwijking tot zo’n 5 graden heeft geen noemenswaardige invloed op de optimale tijdsduur van de eerste volledige omwenteling. Grotere afwijkingen leiden tot een systematische toename van de optimale omwentelingstijd; met name als de crankhoek groter wordt dan 45 graden neemt de omwentelingstijd sterk toe. De optimale crankhoek is weinig gevoelig voor rennerspecifieke variabelen. Het is dan ook niet nodig de initiële crankhoek af te stemmen op individuele eigenschappen van de renner.



Figuur 1. Definitie van crankhoek. In het zijaanzicht van de crank en de linkervoet is de crankhoek de hoek tussen de horizontaal en de crank die naar voren wijst (d.w.z., de crank die bij de start neerwaarts beweegt). Bij een positieve crankhoek wijst de crank schuin naar boven, bij een negatieve schuin naar beneden.

Dankwoord

Graag willen we Albert Smit bedanken voor de prettige samenwerking vanuit de KNWU. Verder hebben we het zeer gewaardeerd dat de baanwielrenner in kwestie bereid was met ons mee naar Engeland te gaan om zich te laten onderwerpen aan de metingen op de *pijnbank*. Naar eigen zeggen heeft hij daarna een week met spierpijn rondgereden!

1. Inleiding

Bij het baanwielrennen is de start van groot belang, met name op de sprintafstanden. Baanwielrenners gebruiken een vaste tandwielverhouding zonder vrijloopmechanisme. Een karakteristieke tandwielverhouding als 49:14 of 52:14 resulteert in een extreem hoge effectieve traagheid van de crank, als gevolg waarvan het versnellen van de fiets bij de start erg zwaar is. Vanuit de praktijk is de vraag naar voren gekomen wat de optimale crankhoek is in de startpositie.

Experimenteel onderzoek naar deze vraag wordt bemoeilijkt door het feit dat elke verandering van de initiële crankhoek een aanpassing in de coördinatie van de renner vraagt. Computersimulatie kan een alternatief vormen voor een experimentele aanpak. Binnen de Faculteit Bewegingswetenschappen (FBW) van de Vrije Universiteit Amsterdam (VU) is ruime ervaring in het onderzoeken van complexe taken door middel van computersimulatie van spier- en skeletmodellen. Met betrekking tot wielrennen werd eerder onderzoek gedaan naar de vraag welke fysiologische processen bepalend zijn voor de optimale trapfrequentie tijdens sprinten (Soest and Casius 2000). Gebruikmakend van het model dat hier werd gebruikt, hebben we vooronderzoek gedaan naar het effect van de initiële crankhoek. De resultaten suggereerden dat de initiële crankhoek een systematische relatie heeft met de minimale tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling bij een zogenaamde “staande” start.

Verwacht wordt dat de simulatieresultaten van een model dat is toegespitst op een praktijksituatie in het baanwielrennen (zowel wat betreft de eigenschappen van de fiets als de basale eigenschappen van het spier- en skeletsysteem van een baanwielrenner) een globaal inzicht zullen geven in het kwantitatieve belang van de initiële crankhoek op de start bij het baanwielrennen. Verder mag er enig inzicht worden verwacht in de mate van interactie tussen de optimale initiële crankhoek en variabelen als spierkracht, spiersnelheid, cranklengte, en initiële oriëntatie van de onderste extremiteiten.

2. Methode

Fasering

Het project is opgesplitst in een experimentele fase en een modelleer- en simulatiefase. In de eerste fase werden de experimentele gegevens verzameld van een baanwielrenner uit de nationale selectie (de huidige startrenner op het onderdeel team sprint, man, 25 jaar, 1.83 m., 86 kg) en zijn fiets. Deze fase was op haar beurt opgedeeld in twee subfasen. De eerste subfase had ten doel een aantal parameters van de heup-, knie- en enkelspieren van de baanwielrenner in kwestie in kaart te brengen aan de hand van isometrische en isokinetische metingen op een dynamometer. De tweede subfase behelsde het vastleggen van de kinematica van dezelfde baanwielrenner tijdens een daadwerkelijke start in een training.

Ook de tweede fase werd opgedeeld in twee subfasen. In de eerste subfase werden de experimentele bevindingen gebruikt om het in de inleiding genoemde computermodel aan te passen aan de eigenschappen van de renner, zijn fiets, en de taak. Vervolgens werd in de tweede subfase de tijdsduur van de eerste crankomwenteling geminimaliseerd bij verschillende initiële crankhoeken door middel van computersimulaties. Om enig inzicht te krijgen in de invloed van variabelen als spierkracht, spiersnelheid, cranklengte, en initiële oriëntatie van de onderste extremiteiten, werden deze optimaliseringen herhaald met licht gemodificeerde modellen van het spier- en skeletstelsel.

Fase 1a: Meten van spiereigenschappen

Tijdens de eerste meetsessie werden ergometertesten gedaan op een ISOCOM dynamometer (Eurokinetics, UK), op basis waarvan de spierparameters van de baanwielrenner (maximale spierkracht, maximale contractiesnelheid, snelheid van krachtsopbouw, etc.) konden worden geschat. Deze metingen vonden plaats in het lab van Prof. Yeadon (School of Sport & Exercise Sciences, Loughborough University, Leicestershire, UK), waar men veel ervaring heeft met dergelijke metingen bij topsporters. Maximale gewrichtsmomenten voor enkel, knie en heup (zowel strekkende als buigende momenten) werden gemeten aan de hand van maximale isometrische en maximale isokinetische contracties. Tijdens isometrische contracties blijft de

gewrichtshoek constant; tijdens isokinetische contracties is de gewrichtshoeksnelheid constant. De isometrische metingen vonden plaats bij 5 of 6 gewrichtshoeken die deel uitmaken van de bewegingsuitslag bij wielrennen. De isokinetische contracties (zowel concentrisch als excentrisch) werden gedaan bij gewrichtshoeksnelheden van 50 tot 400 graden per seconde volgens een beproefd protocol (Yeadon, King et al. 2006).

De meetgegevens werden gebruikt om de zeven parameters in de relatie moment-gewrichtshoeksnelheid, beschreven in (Yeadon, King et al. 2006), te bepalen. Vervolgens werd deze relatie uitgebreid met twee extra parameters om ook de afhankelijkheid van gewrichtshoek te incorporeren. Bij het bepalen van de parameters werd gebruik gemaakt van het Simulated Annealing algoritme (Corana, Marchesi et al. 1987) om de RMS error tussen de experimentele bevindingen en de beoogde relatie te minimaliseren, wat uiteindelijk resulteerde in een zogenaamd *krachtoppervlak* (zie figuur 3 voor een voorbeeld) dat het maximale vrijwillige gewrichtsmoment als functie van gewrichtshoek en gewrichtshoeksnelheid beschrijft. In totaal kregen we zo zes krachtoppervlakken: één krachtoppervlak voor elke combinatie van gewricht (enkel, knie en heup) en bewegingsrichting (buigen of strekken). Deze krachtoppervlakken werden in fase 2a gebruikt om parameters van afzonderlijke spiergroepen te schatten voor het computermodel. Naast de spiermetingen werden ook de belangrijkste antropometrische gegevens van de proefpersoon bepaald volgens de methode van Yeadon (Yeadon 1990).

Fase 1b: Meten van kinematica

In deze fase werd de kinematica van de start van dezelfde renner die betrokken was bij de vorige fase vastgelegd tijdens een trainingssessie op de wielbaan in Alkmaar. Met behulp van drie Optotrak 3020 Position Sensors (Northern Digital Inc., Canada) werd de kinematica tijdens de gehele eerste omwenteling van de crank gemeten met een samplefrequentie van 100 Hz. Verschillende LEDs werden verbonden met een tweetal stroberkastjes die op de rug van de renner waren bevestigd. De stroberkastjes stonden in een draadloze verbinding met de Optotrak controller.

Vijf LEDs werden permanent op de linkerkant van de racefiets bevestigd (achtervork, onderste helft van zitbuis, bovenste helft van zitbuis, stuur, pedaalas); tijdens

de gehele eerst omwenteling van de crank waren er altijd minimaal drie van deze LEDs zichtbaar, zodat op elk moment de positie en oriëntatie van de fiets, opgevat als een onvervormbaar object, geconstrueerd kon worden. Vervolgens werd er een eenmalige statische opname gemaakt met negen extra LEDs, bevestigd op karakteristieke plaatsen op de fiets (crankas, onderkant zitbuis, bovenkant zitbuis, stuurpen, bovenkant zadel, linker- en rechterhandvat, onder- en bovenkant wiel). Hiermee hadden we niet alleen de beschikking over de geometrische eigenschappen van de fiets, maar konden deze karakteristieke plaatsen na afloop van de bewegingsopnames ook worden berekend uit de meetgegevens tijdens de start. Met name voor de crankas was dat van belang. Een LED op de crankas tijdens het fietsen is niet mogelijk; door het omwentelen van de crank zou de draad die het LED met het stroberkastje verbindt opwinden en loskomen of afscheuren. Op het linkerdeel van het lichaam van de renner werden permanent negen LEDs bevestigd op anatomische oriëntatiepunten (5^{de} metatarsophalangeale gewricht (MTP5), enkel, knie, heup, bekken, schouder, elleboog, pols en hoofd), waar mogelijk op dezelfde positie als beschreven in (Yeadon 1990).

De baanwielrenner deed in totaal vijf starts; drie vanuit zijn voorkeurspositie, één vanuit een situatie waarin de crank substantieel horizontaler stond (kleinere crankhoek) en één vanuit een situatie waarin de initiële crankhoek juist beduidend groter was. Ook hebben we een statische meting gedaan waarbij de proefpersoon in zijn voorkeurspositie op het zadel zat.

Fase 2a: Model van het spier- en skeletstelsel

Skeletmodel

Ten behoeve van de computersimulaties werd voortgeborduurd op het fietsmodel uit een eerdere studie (Soest and Casius 2000). In dit model worden de bewegingsvergelijkingen voor een twee-dimensionale keten van vijf segmenten (verbonden door middel van wrijvingsloze scharniergewrichten) bepaald volgens de Newton-Euler methode (Casius, Bobbert et al. 2004). Elk segment wordt gekarakteriseerd door vier parameters: lengte, positie zwaartepunt, massa en traagheidsmoment. Verder kunnen er voor elk segment en elk gewricht kinematische beperkingen worden opgelegd aan de beweging. Zo is in het

oorspronkelijk fietsmodel de heup gefixeerd (aan het zadel), de romphoek gefixeerd, en wordt de crank aangedreven met een vaste snelheid. Het oorspronkelijke fietsmodel bevat slechts vijf segmenten: crank, voet, onderbeen, bovenbeen en romp. Gegeven de op vaste snelheid aangedreven crank en uitgaande van symmetrie van de benen, was het hier niet nodig om beide benen te modelleren. In de huidige studie wordt de rotatiesnelheid van de crank echter bepaald door de kracht die de afzonderlijke voeten op de pedalen uitoefenen. Het segmentenmodel moest dus worden uitgebreid met een tweede been. Bovendien hebben we een realistisch model van de lucht- en rolwrijving toegevoegd, omdat de snelheid van de wielrenner nu variabel is (hoewel de invloed van wrijvingskrachten tijdens de eerste omwenteling, gezien de lage snelheid, nog beperkt is).

De parameters voor alle lichaamssegmenten konden eenvoudig worden afgelezen uit de antropometrische gegevens die waren bepaald in fase 1a. Voor de lengte van de crank werd de daadwerkelijke lengte van de crank waarmee in fase 1b werd gefietst gebruikt, waarbij de positie van het zwaartepunt simpelweg halverwege werd gelegd. Voor zowel de massa van de crank (die geen invloed heeft op de simulaties) als het traagheidsmoment (die verwaarloosbaar klein is ten opzichte van de effectieve traagheid) is een ruwe schatting gebruikt. Ten aanzien van de kinematische beperkingen is in eerste instantie zowel de gefixeerde heuppositie als de gefixeerde romphoek gehandhaafd, waarbij zowel de positie van de heup als de hoek van de romp werden geschat op basis van de kinematische data vergaard in fase 1b. In tweede instantie is geverifieerd of het aannemelijk is dat met een vrij beweegbaar bovenlichaam de resultaten met betrekking tot de optimale crankhoek dezelfde zouden zijn.

Spiermodel

In het oorspronkelijke fietsmodel zijn acht spiergroepen gemodelleerd: tibialis anterior, soleus, gastrocnemius, vasti, rectus femoris, iliopsoas, hamstrings en gluteus maximus, waarbij de hamstrings zowel de knie als de heup overspant. Om het buigende gedrag van de knie en het strekkende gedrag van de heup goed te kunnen beschrijven, bleek het in de huidige studie noodzakelijk de hamstrings te vervangen door een monoarticulaire component die alleen de knie overspant (biceps femoris caput breve) en een biarticulaire

component die zowel de knie als de heup overspant (en derhalve een bundeling van de semitendinosus, semimembranosus en biceps femoris caput longum representeert). Elke spiergroep wordt gemodelleerd als een contractiel element CE in serie met een serie elastisch element SEE. Het gedrag van het CE wordt beschreven met een Hill-type spiermodel (Soest and Bobbert 1993) waarin de spierkracht afhangt van de CE-lengte (kracht-lengte relatie), de CE-verkortingssnelheid (kracht-snelheid relatie) en de mate van "activatie" van de spier. Deze activatie wordt bepaald door de stimulatie van de spier maar volgt deze niet instantaan; er is sprake van eerste orde activatiedynamica, die we hier modelleerden conform (He, Levine et al. 1991). Het SEE, dat de eigenschappen van pees, peesplaat en dergelijke representeert, is gemodelleerd als een niet-lineaire veer waarin geen kracht heerst wanneer de lengte kleiner is dan de rustlengte. Voor een uitgebreidere beschrijving van het model en van de parameters wordt verwezen naar (Soest and Casius 2000). Hier richten we ons op de parameterwaarden die moeten worden aangepast om het model te laten aansluiten bij de eigenschappen van de baanwielrenner in kwestie.

Om tot een goede beschrijving van de *kracht-lengte* relatie van de spiergroepen te komen, moesten voor elke spiergroep drie parameters worden aangepast: de *maximale isometrische kracht* die geleverd kan worden, de *optimale vezellengte* waarbij deze kracht bereikt wordt en de *rustlengte* van de pees. Een probleem hierbij is dat we uit fase 1a alleen de beschikking hadden over isometrische gewrichtsmomenten bij verschillende gewrichtshoeken. Aangezien de gewrichten worden overspannen door meer dan één spier is niet zonder meer duidelijk wat de individuele bijdrage van elke spier aan het maximale gewrichtsmoment is bij een gegeven hoek. Bovendien hadden we ook geen gegevens met betrekking tot de momentsarmen van de spieren van de proefpersoon in kwestie; zelfs als de bijdrage aan het gewrichtsmoment van een spier bekend zou zijn, dan nog zijn er twee variabelen die dit kunnen bewerkstelligen: de maximale isometrische spierkracht en de momentsarm van de spier ten opzichte van het gewricht in kwestie. Er moest dan ook een aantal aannames gemaakt worden bij het schatten van de individuele spierparameters. Ten eerste hebben we de momentsarmen gebruikt uit het oorspronkelijke fietsmodel; deze zijn gebaseerd op metingen aan menselijke kadavers. Alleen de momentsarm van de

hamstrings rond de knie hebben we anderhalve keer zo groot gemaakt (en deze waarde hebben we ook gebruikt voor de nieuwe monoarticulaire component). Het buigmoment rond de knie bleek bij de baanwielrenner in kwestie namelijk zo extreem hoog, dat het niet realistisch was om dit alleen te representeren in een verhoogde maximale isometrische kracht. Dit zou ofwel leiden tot een te hoog strekmoment in de heup (door een te hoge maximale isometrische kracht van de biarticulaire component), ofwel tot een onrealistische verhouding tussen de maximale isometrische krachten van de mono- en biarticulaire component. Overigens ligt de resulterende verhouding van 1.5 tussen de momentsarmen van de biarticulaire hamstrings rond de heup en knie nu nog steeds binnen het in de literatuur gerapporteerde bereik (White 1986). Ten tweede zijn we ervan uitgegaan dat de verhouding tussen maximale isometrische kracht van de kniestickekkers (rectus femoris en vastii) en tussen die van de enkelstreckkers (soleus en gastrocnemius) gelijk zijn aan die in het oorspronkelijke model, waarin deze verhoudingen gebaseerd zijn op in menselijke kadavers gemeten fysiologische dwarsoppervlakken. Ten derde hebben we de verhouding tussen de maximale isometrische krachten van de mono- en biarticulaire component van de hamstrings geschat op 1:10, op basis van de fysiologische dwarsoppervlakken gerapporteerd in recente literatuur (Woodley and Mencer 2005). Ten vierde hebben we op grond van observaties tijdens fase 1a aangenomen dat tijdens de vrijwillige maximale isometrische contracties: (1) de rectus femoris geen noemenswaardige bijdrage leverde aan het buigende heupmoment (geen zichtbare kniestickekkung en/of cocontractie rond de knie), (2) de gastrocnemius geen noemenswaardige bijdrage leverde aan het buigende kniemoment (geen zichtbare enkelstreckkung en/of cocontractie rond de enkel), en (3) de biarticulaire hamstrings geen noemenswaardige bijdrage leverde aan het strekkende heupmoment (geen zichtbare kniebuiging en/of cocontractie rond de knie). Gegeven deze aannames konden we voor elk van de zes bewegingen, in de volgorde enkelbuiging, heupbuiging, kniestickekkung, enkelstreckkung, kniebuiging en heupstreckkung, een afzonderlijke optimalisering doen, waarbij de aan de proefpersoon aan te passen parameters werden gevarieerd ten einde de resulterende (isometrische) hoek-moment relaties in overeenstemming te brengen met de in fase 1a gevonden gegevens. Het doel hierbij was steeds om de RMS error tussen een

aantal punten in de gemodelleerde relatie en de experimentele relatie te minimaliseren. Tijdens dit optimalisatieproces bleek de parabolische kracht-lengte relatie uit het oorspronkelijke fietsmodel niet geheel te voldoen voor extreme spiervezellengten, waarop we zijn overgestapt op een klokvormige relatie (zie bijv. (McMahon 1994)) waarin de spierkracht wordt beschreven door:

$$F_{rel} = e^{\frac{-(Lce - 1)^2}{0.29}}$$

Hierin is F_{rel} de relatieve kracht ten opzichte van de maximaal mogelijke isometrische kracht en Lce de huidige lengte van het contractiele element. Voor lengtes van het contractiele element die minder dan 25% van de optimale lengte afluigen, lijkt bovenstaande relatie sterk op de kracht-lengte relatie uit het oorspronkelijke model (vandaar ook de keuze voor 0.29 en 2 in de formule), maar verder kan hiermee over een wat breder lengtebereik kracht worden geleverd, wat beter overeenstemt met de experimentele data.

Ook met betrekking tot de *kracht-snelheid* relatie werd een aantal aannames gemaakt. Zo hebben we de kracht-snelheid relatie van de soleus en de gastrocnemius gelijk gesteld en gebaseerd op de moment-hoeksnelheid relatie bij enkelstrekking. Evenzo bepaalde de moment-hoeksnelheid relatie bij kniestrekking de kracht-snelheid relatie van zowel de vastii als de rectus femoris, en die bij kniebuiging de kracht-snelheid relatie van zowel de mono-articulaire als de biarticulaire component van de hamstrings. De kracht-snelheid relatie van de tibialis anterior, iliopsoas en gluteus maximus werden volledig bepaald door de moment-hoeksnelheid relatie bij resp. enkelbuiging, heupbuiging en heupstrekking. Gegeven deze aannames konden de uit de isokinetische metingen in fase 1a geschatte parameters ω_{max} en ω_c (zie tabel 2 in Bijlage 1) direct gebruikt worden om de parameters a_{rel} en b_{rel} , die de concentrische kracht-snelheid relatie in het oorspronkelijke fietsmodel vormgeven (Soest and Casius 2000), aan te passen. De eerste parameter a_{rel} is gelijk aan de verhouding tussen ω_c en ω_{max} . Verder geeft de verhouding tussen b_{rel} en a_{rel} precies de maximale contractiesnelheid van de vezel weer (in optimale vezellengtes per seconde), welke eenvoudig te berekenen is uit de maximale gewrichtssnelheid ω_{max} . Nemen we de moment-hoeksnelheid relatie bij kniestrekking als

voorbeeld, dan vinden we in tabel 2 van Bijlage 1: $\omega_{\max} = 25.9$ en $\omega_c = 7.77$. De kracht-snelheid relatie van de kniestrekkers (vastii en rectus femoris) passen we nu aan door a_{rel} te bepalen op $\omega_c / \omega_{\max} = 7.77 / 25.9 = 0.3$. Vermenigvuldigen we vervolgens de maximale gewrichtsnelheid ω_{\max} met de momentsarm van de vastii rond de knie (= 0.042 m, zie hoofdstuk 3), dan vinden we de maximale contractiesnelheid van de vastii: $25.9 * 0.042 = 1.088 \text{ ms}^{-1}$. Gegeven dat de optimale vezellengte van de vastii gelijk is aan 0.0816 m (zie wederom hoofdstuk 3), dan weten we dat $b_{\text{rel}} / a_{\text{rel}}$ gelijk moet zijn aan $1.088/0.0816 = 13.33$ optimale vezellengtes per seconde. Voor b_{rel} volgt dan: $b_{\text{rel}} = a_{\text{rel}} * 13.33 = 0.3 * 13.33 = 4.0$.

Vrijwel alle simulaties hebben we gedaan met bovenstaande aanpassingen aan het oorspronkelijke fietsmodel. De parameters die de tijdsconstanten van de activatiedynamica bepalen (i.e. hoe snel stijgt/daalt de activatie van een spier als de neurale stimulatie stijgt/daalt), hebben we gelaten zoals voorgesteld in (He, Levine et al. 1991). Echter, we hebben ook een serie optimaliseringen gedaan waarin we de snelheid van zowel activatie en deactivatie hebben aangepast aan de hand van de experimentele data die we in fase 1a hebben verkregen uit een aantal zogenaamde *snelle isometrische metingen*, waarbij de proefpersoon werd gevraagd zo snel mogelijk kracht op/af te bouwen. Aan de hand van de snelheid van de toename/afname van het gewrichtsmoment konden we een ruwe schatting maken van de activatiedynamica van de renner, zodat ook het effect hiervan op de relatie crankhoek–omwentelingstijd kon worden meegenomen. Overigens moet worden opgemerkt dat door zowel technische als psychologische factoren de snelle isometrische metingen niet erg betrouwbaar zijn, en vrijwel zeker tot een onderschatting van de snelheid van de activatiedynamica zullen hebben geleid.

Fase 2b: Computersimulaties

De neurale stimulatie van de negen als Hill-type gemodelleerde spiergroepen dient in het model als input. De resulterende beweging en hieraan gerelateerde variabelen als pedaalkrachten vormen de output. Omdat het om een maximale prestatie gaat, zijn we ervan uitgegaan dat elke spier tijdens een bepaalde fase in de eerste crankomwenteling maximaal gestimuleerd wordt en tijdens de rest van de omwenteling helemaal niet. De

aan- en uitschakeltijden van de neurale input zijn de parameters die geoptimaliseerd dienen te worden ten einde een zo korte mogelijke eerste omwentelingstijd van de crank te bewerkstelligen. Aangezien de oriëntatie van de voeten en de onder- en bovenbenen ook van belang is, hebben we bovendien de initiële voethoeken onderdeel gemaakt van de te optimaliseren parameters (omdat de positie van de heup bekend is, is er bij elke voethoek maar één combinatie van onder- en bovenbeenhoek mogelijk; gegeven de voethoek, kunnen de hoeken van onder- en bovenbeen eenvoudig worden berekend met de cosinusregel).

Het criterium in alle optimaliseringen was de eerste crankomwenteling zo snel mogelijk af te leggen met het op de proefpersoon gebaseerde spier- en skeletmodel. Hiertoe werd gebruik gemaakt van een door ons zelf ontwikkeld parallel genetisch algoritme, dat met name geschikt is voor het oplossen van problemen met een groot aantal te optimaliseren parameters en veel locale extremen (Soest and Casius 2003). De eerste serie optimaliseringen is gedaan met de op de proefpersoon gebaseerde kracht-lengte en kracht-snelheid relatie van de spieren en een tandwielverhouding van 49:14 (voorkeursverhouding van de proefpersoon). De heup werd gefixeerd op de plaats waar de heup van de baanwielrenner zich bevindt tijdens zijn normale zittende fietspositie (gemeten in fase 1b). Dit model zullen we in het vervolg aanduiden als *referentiemodel*. Voor elke initiële crankhoek tussen 0 en 1 radiaal¹ (zie figuur 1 voor de definitie van crankhoek) in stapjes van 0.2 radialen werd een aparte optimalisering gedaan; later werd een extra optimalisering gedaan voor de crankhoek die in het midden lag van de twee meest optimale crankhoeken. Hetzelfde protocol werd gevolgd voor een model waarin ook de activatiedynamica aan de experimentele data van de proefpersoon was aangepast, een model waarin de heup zich twee centimeter hoger bevond, een model waarin de kracht van alle spieren 25% lager was, een model waarin de kracht van alle spieren 25% hoger was en een model waarin de lengte van de crank een centimeter langer was. Ten slotte hebben we ter controle een aantal optimaliseringen met het referentiemodel gedaan,

¹ Hoeken die betrekking hebben op de simulaties worden in dit verslag veelal in radialen aangeduid, omdat dit nu eenmaal de gestandaardiseerde internationale eenheid voor hoek is (waarmee de software dan ook werkt). De (lineaire) omrekening naar graden is heel eenvoudig: 0 radialen is precies 0 graden en 1 radiaal ongeveer 57 graden; 0.1 radiaal is dus ongeveer 5.7 graden., etc. Voor het gemak zullen we in de tekst de omrekening naar graden er veelal bijzetten.

waarbij de schouder over een horizontale lijn mocht bewegen (gecontroleerd door een sterke lineaire veer) en de initiële heuppositie onderdeel van de te optimaliseren parameters was. De bewegingen die de romp met deze uitbreiding kan maken, lijkt namelijk sterk op de bewegingen van de baanwielrenner die we hebben waargenomen in fase 1b. Het optimaliseringsprobleem wordt echter sterk vergroot door deze uitbreiding; de benodigde rekentijd en de verminderde betrouwbaarheid van de resultaten hebben ons ervan weerhouden om alle optimalisering met dit model te doen.

3. Resultaten en discussie

Skeletparameters

De inputparameters van het skeletmodel konden direct worden afgelezen uit de antropometrische gegevens verzameld in fase 1a. De verschillen tussen beide zijden van het lichaam waren zeer gering, zodat we hebben besloten van volledige symmetrie uit te gaan (voor de parameterwaarden is steeds het gemiddelde van linker- en rechterzijde genomen). De skeletparameters zijn samengevat in tabel 1.

Tabel 1. Skeletparameters zoals gebruikt in het simulatiemodel. De tweede kolom geeft de ligging van het zwaartepunt aan: de afstand tot het zwaartepunt, gemeten vanaf het uiteinde van het voorafgaande segment (of vanaf de crankas in geval van de crank).

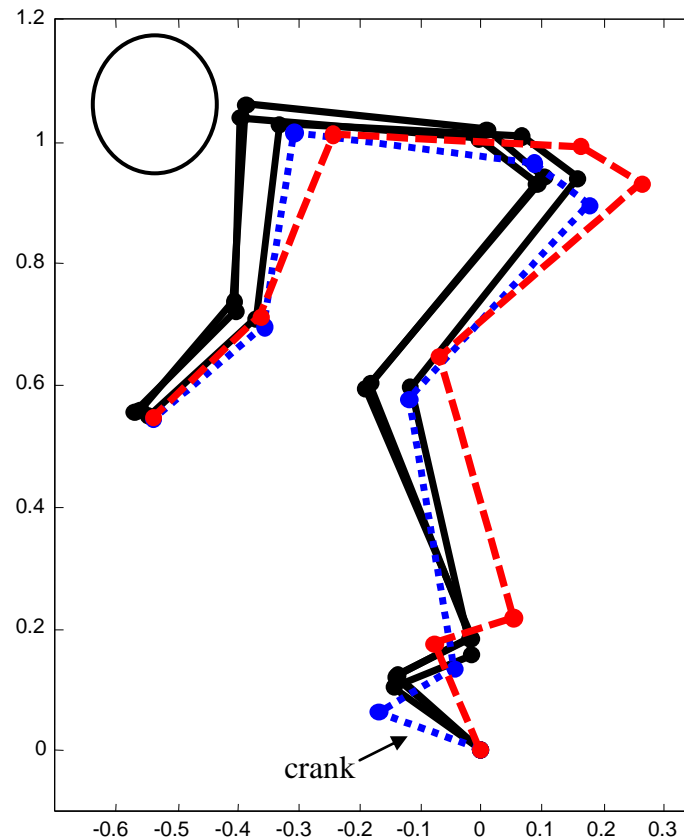
	Lengte (m)	Zwaartepunt (m)	Massa (kg)	Traagheidsmoment (kg·m ²)
Crank	0.165	0.083	0.200	64.3*
Voet	0.155	0.074	1.024	0.004
Onderbeen	0.427	0.245	4.782	0.067
Bovenbeen	0.427	0.246	11.891	0.187
Romp (incl. bekken en hoofd)	0.879	0.373	41.085	2.328

* Het totale effectieve traagheidsmoment, gebaseerd op een totale massa van fiets (6.5 kg) en renner (86 kg, incl. armen), is berekend op 128.6 kg·m², wat neerkomt op 64.3 kg·m² per crank.

De positie van de renner bij de start van alle vijf de metingen uit fase 1b (drie vanuit voorkeurspositie, één met een kleinere crankhoek en één met een grotere crankhoek) is weergegeven in figuur 2. De oriëntatie van de lichaamssegmenten lijkt wat af te hangen van de crankhoek; de keuze om deze niet vast te leggen maar onderdeel te maken van de optimalisering (zie hoofdstuk 2) lijkt daarom gerechtvaardigd.

Uit de statische meting van de renner in het zadel bleek dat de heup zich in deze situatie 22 cm achter de crankas bevond en 78 cm erboven. Dit is dan ook de positie die we in de meeste optimaliseringen hebben aangehouden. In één serie optimaliseringen hebben we de heup 2 cm hoger gefixeerd (ongeveer de maximale hoogte waarmee gedurende de hele crankomwenteling kan worden gefietst met een crank van 16.5 cm zonder de gewrichten extreem te overstrekken), om te kijken wat het effect hiervan op de optimale initiële crankhoek was.

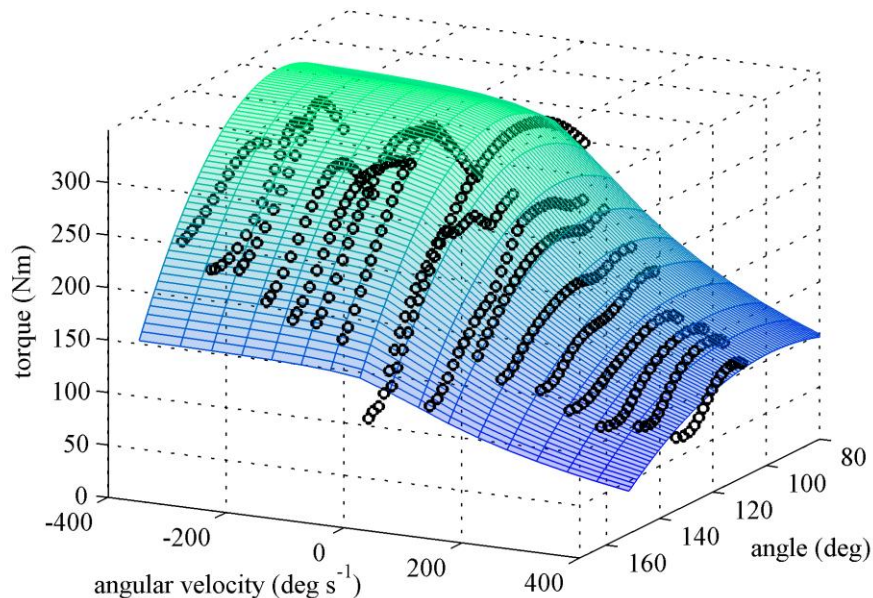
Uit de metingen bleek ook dat, gedeeltelijk door de relatief geringe lengte van het bekken, de romp en het bekken tezamen als een enkel onvervormbaar segment konden worden gemodelleerd. De hoek van dit segment hebben we gefixeerd op 0.9 radialen (ruim 50 graden) van de horizontaal, wat ongeveer de maximale hoek van het bekken is als de renner met zijn handen aan het stuur in het zadel zit.



Figuur 2. Stickdiagram van de baanwielrenner bij de start van de vijf metingen. Dichte (zwarte) lijnen corresponderen met de voorkeurspositie van de renner. De (blauwe) stippellijnen corresponderen met een meer horizontale initiële oriëntatie van de crank en de gestreepte (rode) lijnen met een meer verticale oriëntatie.

Spierparameters

De resultaten van de metingen met de dynamometer (fase 1a) zijn opgenomen in een apart verslag dat als bijlage is toegevoegd (zie Bijlage 1). Hier laten we ter illustratie alleen één van de in hoofdstuk 2 genoemde *krachtoppervlakken* zien (figuur 3).



Figuur 3. Relatie tussen het maximale (vrijwillige) gewrichtsmoment enerzijds en de gewrichtshoek en gewrichtshoeksnelheid anderzijds voor de knie-extensoren. Het oppervlak representeert de functie die resulteert na het optimaliseren van de negen parameters zoals beschreven in Bijlage 1. De cirkels representeren de datapunten van de metingen met de dynamometer. Een hoek van 180 graden staat voor volledige knie-extensie.

Het aanpassen van de parameters voor de kracht-lengte relatie zoals beschreven in hoofdstuk 2 heeft geleid tot waarden die zijn weergegeven in kolom twee, drie en vier van tabel 2. De parameters die zijn berekend met betrekking tot de kracht-snelheid relatie staan in de opvolgende twee kolommen. In de zevende en achtste kolom staan de parameters die de activatiedynamica in overeenstemming maken met de resultaten van de snelle isometrische metingen op de dynamometer. De orde van grootte van de snelheidstoename en -afname van zowel de buigende als strekkende momenten rond de heup en de knie was gelijk, zodat we eenzelfde waarde (gemiddeld over alle betrokken metingen) hebben gebruikt voor de knie- en heupsieren. Enkelstrekking en –buiging verliep duidelijker langzamer; voor gastrocnemius en soleus (enkelstrekking) en tibialis anterior (enkelbuiging) zijn daarom aparte waarden berekend. Voor de volledigheid zijn in de laatste kolommen van tabel 2 ook de totale lengte van het spier-pees-complex (bij volledig gestrekte gewrichten) en de momentsarmen van de spieren ten opzichte van de

enkel, knie en heup opgenomen. Deze waarden zijn gelijk aan die in het oorspronkelijke fietsmodel (Soest and Casius 2000), behalve voor de hamstrings (zie hoofdstuk 2).

Tabel 2. Belangrijkste spierparameters zoals gebruikt in het simulatiemodel. Kolommen 2 t/m 4 hebben betrekking op de kracht-lengte relatie. In de tweede kolom is de maximale isometrische kracht (F_{\max}) weergegeven, in de derde de optimale vezellengte waarbij deze kracht geleverd kan worden (L_{ce_opt}) en in de vierde de rustlengte van de pees (L_{se_slack}). Kolommen 5 en 6 hebben betrekking op de kracht-snelheid relatie; voor een beschrijving van a_{rel} en b_{rel} , zie (Soest and Casius 2000). Kolommen 7 en 8 beschrijven de tijdconstanten van de activatiedynamica conform (He, Levine et al. 1991). $1/(c_1+c_2)$ is de tijdconstante voor activatie en $1/c_2$ die voor deactivatie. Voor één serie optimaliseringen (zie hoofdstuk 2 en 4) zijn de parameters uit kolommen 6 en 7 gebruikt, welke zijn berekend aan de hand van de snelle isometrische metingen op de dynamometer. Voor alle overige simulaties zijn de defaultwaarden van 2.85 en 15.38 uit (He, Levine et al. 1991) gebruikt. In kolom 9 en 10 t/m 12 staan enkele andere belangrijke parameterwaarden die, behalve voor de hamstrings (zie hoofdstuk 2), identiek zijn aan die gebruikt in (Soest and Casius 2000): kolom 9 geeft de totale lengte van het spier-pees-complex bij volledig gestrekte gewrichten (L_{tot}) en kolommen 10 t/m 12 bevatten de momentsarmen van de spieren ten opzichte van de overspannen gewrichten.

	F_{\max} (N)	L_{ce_opt} (m)	L_{se_slack} (m)	a_{rel}	b_{rel}	c_1 (s ⁻¹)	c_2 (s ⁻¹)	L_{tot} (m)	Momentsarm (m)		
									enkel	knie	heup
Tibialis anterior	2060	0.076	0.361	0.30	1.60	0.94	5.17	0.448	0.037		
Soleus	4500	0.092	0.208	0.50	5.37	1.12	6.16	0.230	0.063		
Gastrocnemius	2250	0.116	0.349	0.50	5.37	1.12	6.16	0.395	0.043*	0.015*	
Vastii	6020	0.082	0.174	0.30	4.00	1.56	8.58	0.213		0.042	
Rectus femoris	2010	0.119	0.313	0.30	4.00	1.56	8.58	0.418		0.042	0.035
Hamstrings mono	550	0.153	0.088	0.49	5.30	1.56	8.58	0.250		0.039	
Hamstrings bi	5510	0.131	0.336	0.49	5.30	1.56	8.58	0.510		0.039	0.077
Iliopsoas	3320	0.152	0.078	0.50	2.53	1.56	8.58	0.248			0.050
Glutaeus maximus	5700	0.150	0.161	0.44	6.50	1.56	8.58	0.255			0.062

* De momentsarm van de gastrocnemius is zowel rond de enkel als rond de knie afhankelijk van de desbetreffende gewrichtshoek. De waarde die hier is gegeven, is de gemiddelde waarde van de momentsarm van de linker- en rechtergastrocnemius, gemiddeld over de gehele eerste crankomwenteling bij de optimale simulatie van het referentiemodel bij een initiële crankhoek van 0.5 radialen.

Simulatieresultaten

De resultaten gevonden met het referentiemodel zijn te vinden in tabel 3. De optimale omwentelingstijd (2.2 seconden) ligt bij een initiële crankhoek van rond de 30 graden. Het gemiddeld geleverde mechanische vermogen tijdens de eerste crankomwenteling is ongeveer 700 Watt en de snelheid van de fiets na de eerste crankomwenteling ligt boven de 20 km per uur. Ter vergelijking, in de drie metingen aan de proefpersoon in fase 1b vanuit zijn voorkeurspositie, bleek de crankhoek 29, 28 en 25 graden te zijn (met een optimale omwentelingstijd van 2.06 seconden). De omwentelingstijd bij een opgelegde

kleine crankhoek (4 graden) was niet merkbaar slechter, die bij een grotere crankhoek (57 graden) wel (150 milliseconden langzamer). Overigens bewoog de renner in de werkelijkheid zijn lichaam al tijdens het aftellen, waardoor ook zijn fiets al voor de start bewoog. Het precieze tijdstip van vertrek is daarom niet glashard vast te stellen uit de kinematische data, zodat de omwentelingstijden een benadering zijn. In tegenstelling tot in de simulaties was de snelheid van de fiets aan het eind van de eerste crankomwenteling veelal iets lager dan de pieksnelheid (zie tabel 4 voor de experimentele resultaten). Dit wordt veroorzaakt doordat de renner aan het stuur trekt en zijn bovenlichaam naar voren beweegt ten opzichte van de fiets, waardoor rond top-dead center de versnelling van de fiets negatief wordt. Bij de simulaties met het referentiemodel speelt dit niet, aangezien in dit model zowel de heup als de romphoek gefixeerd is.

Tabel 3. Simulatieresultaten verkregen met het referentiemodel (zie hoofdstuk 2). In de eerste kolom is de initiële crankhoek uitgezet en in de tweede kolom de tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling in de optimale oplossing. In de overige kolommen zijn enkele bij deze optimale oplossing behorende karakteristieken weergegeven: in de derde kolom het initiële op de crank uitgeoefende moment, in de vierde kolom de bijbehorende initiële hoekversnelling van de crank, in de vijfde kolom het gemiddeld geleverde mechanische vermogen tijdens de eerste omwenteling en in de zesde kolom de snelheid van de fiets na de eerste crankomwenteling.

crankhoek (radialen (graden))	omwentelingstijd (s)	M_{ini} (N·m)	α_{ini} (rad·s ⁻²)	P_{avg} (W)	V_{eind} (km·h ⁻¹)
0.0 (0.0)	2.27	476	3.70	620	19.5
0.2 (11.5)	2.22	470	3.65	634	19.5
0.4 (22.9)	2.20	454	3.53	713	20.5
0.5 (28.6)	2.19	428	3.33	689	20.2
0.6 (34.4)	2.19	414	3.22	700	20.3
0.8 (45.8)	2.23	372	2.89	697	20.4
1.0 (57.3)	2.34	318	2.48	670	20.6

In tabel 3 is duidelijk te zien dat het initieel rond de crank uitgeoefende moment niet bepalend is voor de minimale omwentelingsduur; bij kleinere crankhoeken neemt het initiële moment rond de crank toe, maar dit leidt niet tot een verbeterde omwentelingstijd. Klaarblijkelijk moet de winst van een hogere initiële hoekversnelling van de crank worden terugbetaald in de rest van de omwenteling.

Tabel 4. Experimentele resultaten betreffende de tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling (kolom 2) bij vijf “staande” starts (zie hoofdstuk 2). De eerste drie rijen getallen hebben betrekking op een start vanuit de voorkeurspositie van de baanwielrenner; de laatste twee op een situatie met een opgelegde kleinere en een opgelegde grotere initiële crankhoek (zie kolom 1). De derde kolom geeft de snelheid van de fiets na de eerste crankomwenteling aan; deze was veelal lager dan de pieksnelheid (kolom 4).

crankhoek (radialen (graden))	Omwentelingstijd (s)	V_{eind} ($\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$)	V_{max} ($\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$)
0.50 (28.6)	2.07	18.7	21.6
0.48 (27.5)	2.07	18.7	21.7
0.43 (24.6)	2.06	19.0	21.9
0.07 (4.0)	2.07	20.1	21.0
1.0 (57.3)	2.21	21.6	21.6

Verder is het zo dat het initiële crankmoment beduidend kleiner is dan wat maximaal zou kunnen worden uitgeoefend; dit blijkt uit tabel 5, waar we het maximaal moment dat op de crank kan worden uitgeoefend hebben uitgezet tegen de initiële crankhoek. De oriëntatie van de beensegmenten waarbij dit hoge moment wordt geleverd, is echter problematisch; direct na de start is al een aanpassing noodzakelijk waardoor het uitgeoefende moment, en daarmee de hoekversnelling van de crank, direct instort.

Tabel 5. Maximaal initieel moment dat op de crank kan worden uitgeoefend (kolom 2) en de bijbehorende hoekversnelling van de crank (kolom 3) bij verschillende crankhoeken (kolom 1).

crankhoek (radialen (graden))	$M_{\text{ini_max}}$ ($\text{N} \cdot \text{m}$)	$\alpha_{\text{ini_max}}$ ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-2}$)
-0.6 (-24.4)	676	5.26
-0.4 (-22.9)	707	5.50
-0.2 (-11.5)	704	5.48
0.0 (0.0)	683	5.32
0.2 (11.5)	645	5.02
0.4 (22.9)	590	4.59
0.6 (34.4)	516	4.01
0.8 (45.8)	427	3.32
1.0 (57.3)	331	2.57

In tabel 5 zien we ook dat een iets naar beneden wijzende crank optimaal is als het gaat om het maximaal uit te oefenen moment rond de crank. Nadere analyse leert dat bij aflopende crankhoek van 1.0 tot -0.4 radialen (i.e. van ongeveer 57 tot -23 graden) zowel het geleverde moment van het trekkende been als dat van het duwende been toeneemt (tussen -0.4 en 0.4 radialen is de bijdrage van het duwende been steeds zo'n 75% van het totaal geleverde moment). Tussen 0.4 en 0 radialen wordt zowel de bijdrage van de som van de horizontale component van beide pedaalkrachten gunstiger (deze wordt namelijk minder negatief) als die van de verticale component (de winst in het duwende been is groter dan het verlies in het trekkende been). Voor hoeken tussen 0 en -0.4 radialen wordt de bijdrage van de som van de verticale componenten weliswaar kleiner, maar dit wordt goed gemaakt door de som van de horizontale componenten (deze wordt licht positief).

Behalve met het referentiemodel hebben we ook enkele series optimaliseringen gedaan met een aantal kleine aanpassingen. De resultaten hiervan zijn terug te vinden in tabel 6. Als eerste hebben we gekeken wat het effect is van een wat langzamere activatiedynamica. Dit kan inzicht geven in de vraag of de optimale initiële crankhoek samenhangt met de snelheid van krachtsopbouw. Hoewel de tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling voor alle crankhoeken, zoals verwacht mag worden, wat oploopt bij langzamere krachtsopbouw, verschuift de ligging van de optimale crankhoek niet. Bij een model waarin de heup twee cm hoger wordt gefixeerd (i.e. meer strekking van de gewrichten tijdens het fietsen), neemt de omwentelingstijd juist af, maar wederom over het gehele bereik van de initiële crankhoek; het optimum verschuift niet. Ook voor de modellen waarin de isometrische kracht van alle spieren met 25% werd verlaagd of verhoogd zien we, ondanks de vanzelfsprekende verschillen in de omwentelingstijd, geen verschuiving van de optimale crankhoek. Ten slotte hebben we een serie optimaliseringen gedaan met een crank van 17.5 cm (in plaats van de 16.5 cm uit het referentiemodel). Hiermee wordt de eerste omwenteling van de crank beduidend sneller afgelegd, maar de optimale crankhoek ligt wederom niet ver van de 30 graden.

Om een indruk te krijgen of de gevonden resultaten representatief zijn voor een model waarin de romp enige bewegingsvrijheid heeft, hebben we zoals al aangegeven in hoofdstuk 2 ook enkele simulaties gedaan met een wat complexer skeletstelsel. Hierin

is de heup niet langer gefixeerd, maar kan ze (boven het zadel) vrij bewegen onder de voorwaarde dat de schouder alleen in horizontale richting verplaatst. Deze schouderverplaatsing werd door middel van kinematische beperkingen opgelegd. De resultaten zijn te vinden in de laatste kolom van tabel 6. Met precies dezelfde spiereigenschappen als in het referentiemodel wordt de eerste crankomwenteling nu 100 tot 130 milliseconden sneller afgelegd. Hoewel het model nog steeds een sterk vereenvoudigde weergave van de werkelijkheid is, ligt de tijdsduur van de eerste crankomwenteling nu heel aardig in de buurt van de experimentele resultaten. Omdat de massa van het bovenlichaam nu ook in de strijd kan worden geworpen, ligt het initieel op de crank uitgeoefende moment aanzienlijk hoger (tussen de 550 en 800 N·m), maar nog steeds leidt de crankhoek waarbij een hoog initieel moment wordt geleverd niet tot de beste prestatie; van de vijf geteste crankhoeken is de hoek die tot de snelste omwenteling leidt (i.e. 0.4 radialen) zelfs de hoek waarbij het initieel geleverde moment rond de crank het laagst is. Verder blijkt dat de versnelling van de fiets nu ook negatief wordt rond top-dead center, zij het niet zo sterk als in de experimentele data. De optimale crankhoek van 0.4 radialen (zo'n 23 graden) is iets kleiner dan bij de simulaties met een gefixeerde heup en romp.

Tabel 6. Simulatieresultaten verkregen met licht aangepaste modellen van het spier- en skeletstelsel (zie hoofdstuk 2). In de eerste kolom is de initiële crankhoek uitgezet en in de overige zes kolommen de tijdsduur van de eerste volledige crankomwenteling (in seconden) bij zes verschillende condities: de tweede kolom (PP actdyn) heeft betrekking op de situatie waarin de tijdconstanten van de spieractivatie en spierdeactivatie aangepast zijn aan de proefpersoon; de derde kolom betreft resultaten waarbij de heup 2 cm hoger was gefixeerd; de vierde en vijfde kolom betreffen simulaties waarbij de maximale isometrische kracht van alle spieren met 25% was verlaagd/verhoogd; de zesde kolom betreft simulaties met een cranklengte van 17.5 cm in plaats van 16.5 cm; de laatste kolom bevat de resultaten die zijn verkregen met een (deels) vrij beweegbare romp.

crankhoek (radialen (graden))	PP act. dyn.	heuphoogte +2 cm	F_{\max} *0.75	F_{\max} *1.25	crank +1 cm	vrije romp
0.2 (11.5)	2.26	2.18	2.54	2.01	2.15	2.08
0.4 (22.9)	2.23	2.17	2.52	1.99	2.14	2.06
0.5 (28.6)	2.22	2.14	2.51	1.99	2.14	2.08
0.6 (34.4)	2.23	2.14	2.52	1.99	2.15	2.09
0.8 (45.8)	2.24	2.18	2.54	2.02	2.16	2.11

4. Conclusie

Uit simulaties met een op een topsprinter uit het baanwielrennen aangepast spier- en skeletmodel blijkt dat er een systematische relatie is tussen de initiële crankhoek en de minimale tijdsduur van de eerste volledige omwenteling van de crank bij een “staande” start in het baanwielrennen. Een afwijking van enkele graden ten opzichte van de optimale hoek heeft nauwelijks invloed op de minimale tijdsduur van de eerste volledige omwenteling. Grotere afwijkingen leiden tot een systematische toename van de omwentelingstijd. Wordt de crankhoek groter dan 45 graden, dan neemt de omwentelingstijd sterk toe. Een belangrijke bevinding is dat de optimale crankhoek nauwelijks gevoelig is voor een aantal belangrijke renner-specifieke variabelen; uit de simulaties blijkt dat de optimale crankhoek niet noemenswaardig verschuift bij kleine tot matige veranderingen in variabelen als spierkracht, snelheid van de activatiedynamica, zadelhoogte en cranklengte. Hieruit volgt dat wij niet verwachten dat de optimale initiële crankhoek bij de start sterk verschilt tussen renners met verschillende spierkracht, snelheid van krachtsopbouw en lichaamshouding bij de start.

Bij de resultaten moeten we wel een slag om de arm houden, aangezien ze betrekking hebben op een situatie waarin de baanwielrenner gefixeerd op zijn zadel zit. Echter, zowel experimentele data als simulaties waarin het bovenlichaam van de renner in zekere mate vrij mocht bewegen, suggereren dat de optimale crankhoek onder realistische omstandigheden slechts een paar graden minder zal zijn. Dit betekent dat we verwachten dat een initiële crankhoek van rond de 25 graden optimaal is.

5. Aanbevelingen voor de praktijk

Al met al komen we tot de volgende aanbevelingen voor de praktijk:

- de optimale initiële crankhoek bij de start van het baanwielrennen ligt rond de 25 graden, maar het is niet nodig om de crankhoek op de graad nauwkeurig af te stellen (een paar graden afwijking heeft geen noemenswaardig effect);
- aangezien de optimale crankhoek niet erg gevoelig is voor een aantal belangrijke renner-specifieke variabelen, hoeft de initiële crankhoek niet afgestemd te worden op basis van individuele eigenschappen van de renner.

Referenties

- Casius, L. J. R., M. F. Bobbert, et al. (2004). "Forward dynamics of two-dimensional skeletal models. A Newton-Euler approach." J. Appl. Biom. **20**: 421-449.
- Corana, A., M. Marchesi, et al. (1987). "Minimizing multimodal functions of continuous variables with the "simulated annealing" algorithm." ACM Trans. Math. Software **13**(3): 262-280.
- He, J., W. S. Levine, et al. (1991). "Feedback gains for correction small perturbations to standing posture." IEEE Trans. Aut. Contr. **36**: 322-332.
- McMahon, A. T. (1994). Muscles, Reflexes and Locomotion.
- Soest, A. J. v. and M. F. Bobbert (1993). "The contribution of muscle properties in the control of explosive movements." Biol. Cybern. **69**(3): 195-204.
- Soest, A. J. v. and L. J. R. Casius (2000). "Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling?" Med. Sci. Sports Exerc. **32**(11): 1927-34.
- Soest, A. J. v. and L. J. R. Casius (2003). "The merits of a parallel genetic algorithm in solving hard optimization problems." J. Biomech. Eng. **125**: 141-146.
- White, S. C. (1986). A deterministic model using EMG and muscle kinematics to predict individual muscle forces during normal human gait. Waterloo, University of Waterloo.
- Woodley, S. J. and S. R. Mencer (2005). "Hamstring Muscle: Architecture and Innervation." Cell Tissues Organs **179**: 125-141.
- Yeadon, M. R. (1990). "The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body." J. Biom. **23**(1): 67-74.
- Yeadon, M. R., M. A. King, et al. (2006). "Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement." J. Biom. **39**: 476-482.

Bijlage 1: Dynamometermetingen

**Strength parameter determination from maximal contractions
conducted on an isovelocity dynamometer.**

Steph Forrester & Mark King



Summary

This report presents the methods and results from using the output of maximal isometric and eccentric-concentric contractions testing conducted on an ISOCOM isovelocity dynamometer (Eurokinetics, UK) to determine subject specific strength parameters for the track cyclist that participated in this study. The initial processing of the ISOCOM measurements to generate the datasets used to fit the strength parameters, the fitting process and resulting strength parameters are detailed. The results are given for knee extension and flexion, hip extension and flexion and ankle dorsiflexion and plantarflexion.

1.0 Data Processing

An outline of the methods used for data collection is given elsewhere (see Appendix A). The output from the ISOCOM dynamometer comprised the crank angle, crank angular velocity and crank torque. These were downloaded at a frequency of 1000 Hz and filtered at 8 Hz using a low pass 4th order zero-lag Butterworth filter. This data was converted to a joint basis and the sections relevant to the fitting of strength parameters identified, as described below.

1.1 Crank arm to joint conversion

The first processing stage involved converting the crank arm data to a joint basis. During the setting up of the subject for each joint, a close to maximal isometric contraction at each of the trial isometric angles was conducted. The joint angle for each of these was measured using a mechanical goniometer and the corresponding ISOCOM crank angle recorded from the computer display. The resulting set of crank and joint angles were linearly regressed, and the resulting equations used to determine the joint angle and joint angular velocity throughout the isometric and dynamic trials from the downloaded crank arm data:

$$\theta = \alpha_1 \theta_{CR} + \alpha_2 \quad \text{and} \quad \omega = \alpha_1 \omega_{CR} \quad (1)$$

For the knee and hip joints, the regressions were based on five or six measurements, whilst for the ankle only two measurements were used. Also, for the ankle two joint angles were defined: between the long axis of the shank and the line joining the ankle joint to the ball of the foot (θ); and between the long axis of the shank and the sole of the foot (θ_{AS}). The strength parameters were fitted based on the former of these angles, however the relationship between the two was obtained from a linear regression, giving:

$$\theta_{AS} = 1.0435\theta - 29.217 \quad (2)$$

Figure 1 illustrates how each joint angle was defined for the strength parameter fitting process, *i.e.* 180 degrees represents full extension of the joint.

The crank torques downloaded from the ISOCOM had already been weight corrected through a preliminary calibration trial prior to testing and no further corrections were applied.

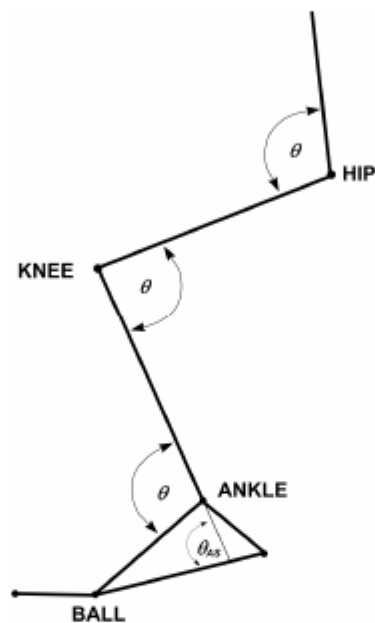


Figure 1. Joint angle definitions used in the strength parameter fitting process

1.2 Datasets for the strength parameter fits

For each of the isometric trials, the absolute maximum joint torque was determined. A quadratic was fitted to the resulting maximum joint torque – joint angle data. From this quadratic fit, the isometric joint torque was established at 1 degree intervals over the range of motion used in the dynamic trials. This provided the isometric input data for the fitting of the strength surface function.

For each of the dynamic trials, the joint torque and joint angle time histories were visually examined and the concentric and eccentric contractions with highest peak torques selected. For each of these selected contractions the isovelocity range of motion was identified. This region was defined as where both of the following criteria were satisfied:

- Velocity within 10% of the value at the mid-range angle
- Acceleration within 3 – 5 times this velocity

This provided an acceptable isovelocity region, where the velocity was at a plateau or varying only slowly from this condition. The single concentric and single eccentric contraction with the highest peak torque and most consistent torque and velocity data over the isovelocity range were selected, and a quintic spline (Wood and Jennings, 1979) fitted to the data to give the torque at 1 degree intervals over the entire isovelocity range. This splined torque, angle and angular velocity data provided the input to the strength surface fit for that eccentric – concentric velocity trial.

This process was repeated for each velocity, and the data combined with that from the isometric analysis to provide the full measurement dataset for fitting of the strength parameters. In a final stage prior to fitting, the measurement dataset was represented as a three-dimensional plot of torque – angle – angular velocity, and any clearly outlying velocity conditions were removed from the surface fit procedure described below (see Figures 4 – 9).

2.0 Surface fits

The seven parameter torque – angular velocity function described by Yeadon *et al.* (2006), extended to nine parameters to include a quadratic torque – angle relationship, was fitted to the data isolated from the ISOCOM testing.

2.1 Torque – angular velocity

The torque – angular velocity function is illustrated in Figure 2. In the concentric phase the relationship is governed by Hill's (1938) hyperbola:

$$T_{Tw} = \frac{C}{(\omega_C + \omega)} - T_C \quad (3)$$

where $T_C = \frac{T_O \omega_C}{\omega_{MAX}}$ and $C = T_C (\omega_{MAX} + \omega_C)$.

In the eccentric phase the relationship is given by an inverted rectangular hyperbola:

$$T_{Tw} = \frac{E}{(\omega_E - \omega)} + T_{MAX} \quad (4)$$

where $\omega_E = \frac{(T_{MAX} - T_O)}{k T_O} \frac{\omega_{MAX} \omega_C}{(\omega_{MAX} + \omega_C)}$, $E = -(T_{MAX} - T_O) \omega_E$

and k is the ratio of slopes between the concentric and eccentric phases; this is set to 4.3 representing the theoretical value predicted by Huxley's (1957) original model. Eqs.(3) – (4) require four parameters, T_O , T_{MAX} , ω_{MAX} and ω_C , to define the shape of the curve. The fitting process assumed $T_{MAX} = 1.4 T_O$ (Harry *et al.*, 1990), reducing the number of parameters to three.

2.2 Torque – angle

The torque – angle relationship is assumed to be quadratic:

$$\frac{T_{\omega\theta}}{T_{\omega}} = 1 - r(\theta_{OPT} - \theta)^2 \quad (5)$$

Eq.(5) requires two parameters, r and θ_{OPT} , to define the shape of the curve, both of which are assumed constant across velocities.

Hence, eqs.(3) – (5) describe the tetanic torque – angle – angular velocity surface, requiring a total of seven parameters to define its shape (or six including the assumption that $T_{MAX} = 1.4 T_O$).

2.3 Differential activation – velocity

A differential activation function is used to account for the difference between the tetanic torque surface described above, and the experimentally determined maximal voluntary contraction data. This differential function is simply a ramp function, where the activation rises from some initial lower level in the eccentric region to a maximum level in the concentric region independent of angle (see Figure 3), given by:

$$\omega - \omega_1 = \frac{m[a - 0.5(a_{MIN} + a_{MAX})]}{(a_{MAX} - a)(a - a_{MIN})} \quad (6)$$

Assuming that the maximum activation level is one, *i.e.* $a_{MAX} = 1$, eq.(6) requires three parameters, a_{MIN} , m and ω_1 , to define its shape. To determine the activation at a given velocity:

When $\omega = \omega_1$:

$$a = \frac{1}{2}(a_{MIN} + a_{MAX}) \quad (7)$$

When $\omega \neq \omega_1$ it is necessary to first express eq.(6) as a quadratic function in activation:

$$a^2 + \left[\frac{m}{(\omega - \omega_1)} - (a_{MAX} + a_{MIN}) \right] a + \left[a_{MAX}a_{MIN} - \frac{m(a_{MAX} + a_{MIN})}{2(\omega - \omega_1)} \right] = 0 \quad (8)$$

and then to solve eq.(8) for the correct root. A demonstration of this process is provided in the attached Excel spreadsheet.

The maximum voluntary torque – angle – angular velocity surface is simply the product of the tetanic surface and the differential activation:

$$T_{MVC}(\omega, \theta) = T_{T\omega\theta}(\omega, \theta) \times a(\omega) \quad (9)$$

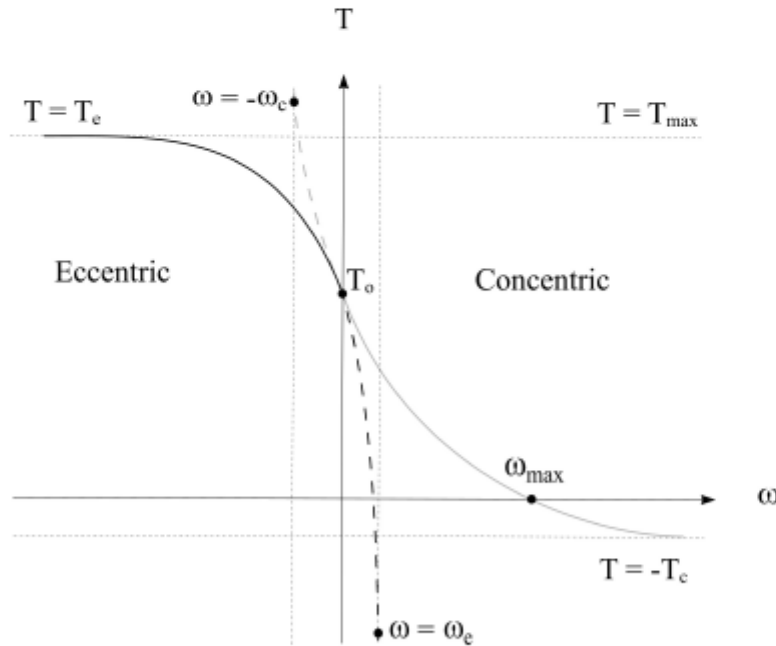


Figure 2. The four parameter tetanic torque – angular velocity relationship, comprising a Hill based hyperbola in the concentric phase and an inverted rectangular hyperbola in the eccentric phase.

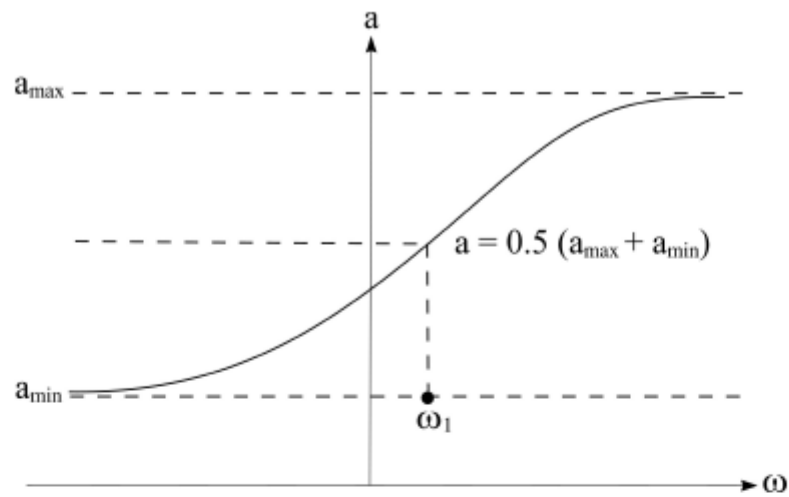


Figure 3. The three parameter ramp function representing differential activation.

2.4 Fitting of the surface function

Hence a total of nine parameters are required to define the maximum voluntary torque – angle – angular velocity surface, and these are found by fitting the surface to the measured data determined from the dynamometer testing. This was achieved using a Simulated Annealing optimisation algorithm (Corana *et al.*, 1987), with the initial guess and bounds on each parameter as given in Table 1.

Table 1. Initial guess and bounds for each of the surface fit parameters

Parameter	Lower bound (LB)	Initial guess (IG)	Upper bound (UB)
T_{MAX} (Nm)	n/a	$1.4 T_O$	n/a
T_O (Nm)	-10%	from the ISOCOM	+20%
ω_{MAX} (rad s ⁻¹)	from the VICON trials	$1.1 (\omega_{MAX})_{LB}$	36.0
ω_C (rad s ⁻¹)	$0.3 (\omega_{MAX})_{LB}$	$0.4 (\omega_{MAX})_{IG}$	$0.5 (\omega_{MAX})_{UB}$
r (deg ⁻²)	1×10^{-8}	2.5×10^{-4}	1×10^{-3}
θ_{OPT} (deg)	$0 - 0.85 (\theta_{OPT})_{IG}$	from the ISOCOM	$1.15 - 4.0 (\theta_{OPT})_{IG}$
a_{MIN} (-)	0.5	0.75	1.0
m (rad s ⁻¹)	0.0	0.1	0.5
ω_i (rad s ⁻¹)	$-\pi / 2$	0.1	$\pi / 2$

The score function was based on minimising the RMS difference between the surface function torque and the measured torque. This included a weighting factor to ensure that most of the measured data lies below the surface, based on the assumption that random errors can fall either side of the surface, but human errors can only lie below maximal. The resulting score function was given by:

$$\text{RMS score} = \sqrt{\frac{\left(\sum_{\text{all } \omega} \sum_{\text{all } \theta} \chi_{AB} (T_J - T_{MVC})^2 \right)_{\text{ABOVE}} + \left(\sum_{\text{all } \omega} \sum_{\text{all } \theta} (1 - \chi_{AB}) (T_J - T_{MVC})^2 \right)_{\text{BELOW}}}{\chi_{AB}^2 (n_{\omega} n_{\theta})_{\text{ABOVE}} + (1 - \chi_{AB})^2 (n_{\omega} n_{\theta})_{\text{BELOW}}}} \quad (10)$$

where the weighting factor, χ_{AB} , has a value of 0.9. Penalties were included to ensure that the maximum voluntary torque – velocity relationship showed a plateau or decreasing trend on going from high eccentric through to high concentric velocities. The optimised solutions all had a penalty score of zero.

The quadratic torque – angle relationship given by eq.(5) was used for all joints, however only for knee extension and hip extension did the optimal angle lie within the dynamometer measurement range. For the remaining joints the measurement data lay on either the ascending or descending limb of the torque – angle relationship, and it was necessary to set the parameter bounds to ensure that the fit produced a maximum quadratic, *i.e.* $r > 0$, and included the optimal angle, *i.e.* a wide range for θ_{OPT} .

3.0 Results

The results of the optimisation process were the nine parameters describing the strength surface for each joint. These are given in Table 2 and illustrated in Figures 4 – 9. The results for knee extension includes the ISOCOM measurements from both testing days as the datasets showed good reproducibility (Figure 4). However, the results for knee flexion are based entirely on the measurements from the first day, since the measurements from the second were substantially lower.

Table 2. Summary of the optimisation results for the nine parameter torque – angle – angular velocity surface fit

	knee		hip		ankle	
	flexion	extension	flexion	extension	dorsi flexion	plantar flexion
T_{MAX} (Nm)	394.6	398.7	344.0	660.9	83.0	428.3
T_o (Nm)	281.9	284.8	245.7	472.1	59.3	305.9
ω_{MAX} (rad s ⁻¹)	36.0	25.9	15.4	35.9	11.0	15.7
ω_c (rad s ⁻¹)	17.8	7.77	7.71	15.75	3.30	7.83
r (deg ⁻²)	6.72×10^{-5}	2.19×10^{-4}	3.05×10^{-5}	3.89×10^{-5}	3.46×10^{-4}	2.80×10^{-4}
θ_{OPT} (deg)	173.3	100.5	242.1	61.23	160.2	94.3
a_{MIN} (-)	0.792	0.812	0.998	0.745	0.918	0.770
m (rad s ⁻¹)	7.68×10^{-2}	3.80×10^{-2}	4.99×10^{-1}	2.18×10^{-1}	2.49×10^{-3}	4.89×10^{-2}
ω_1 (rad s ⁻¹)	-0.396	-0.271	-0.598	-0.616	-0.117	-0.203
Score fn (Nm)	11.4	25.2	14.1	27.6	1.82	11.7
RMS diff (Nm)	25.2	27.8	33.4	65.1	4.14	28.4
% of T_o (%)	8.94	9.76	13.6	21.1	6.98	9.28

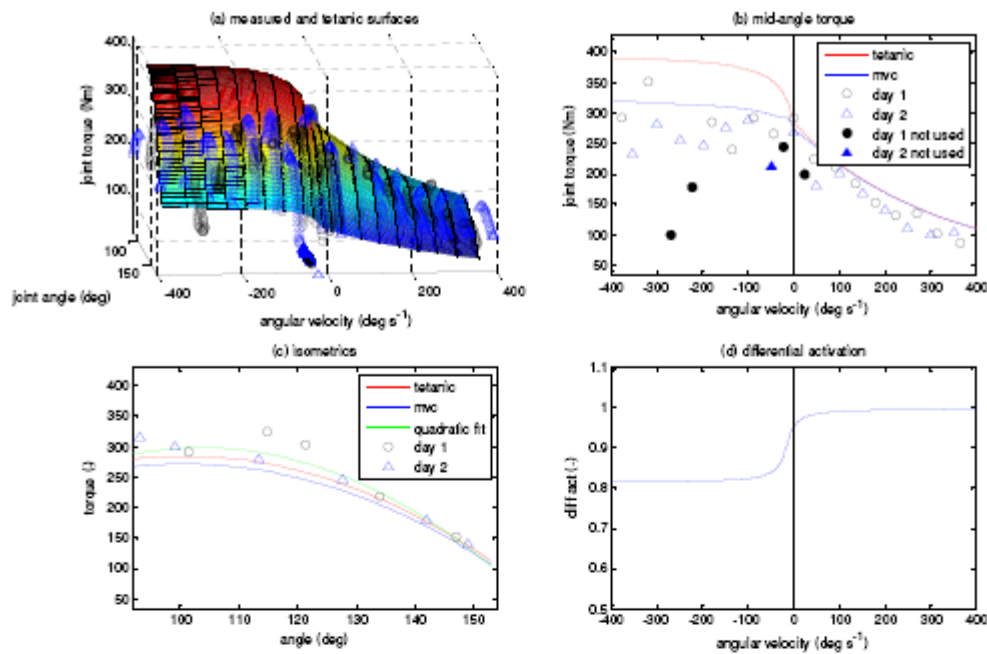


Figure 4. Nine parameter strength surface results for knee extension

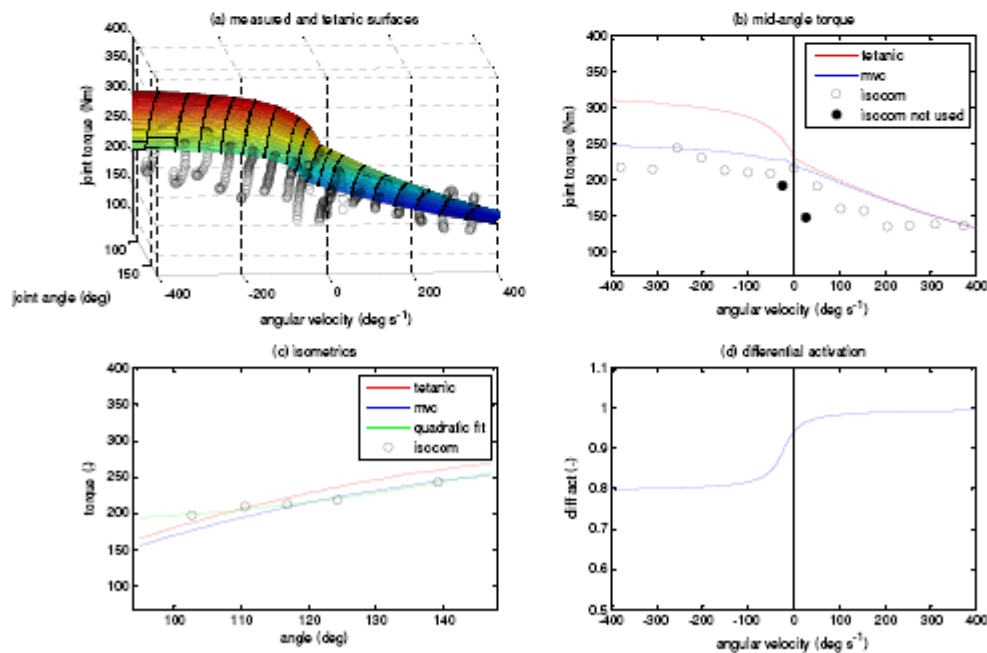


Figure 5. Nine parameter strength surface results for knee flexion

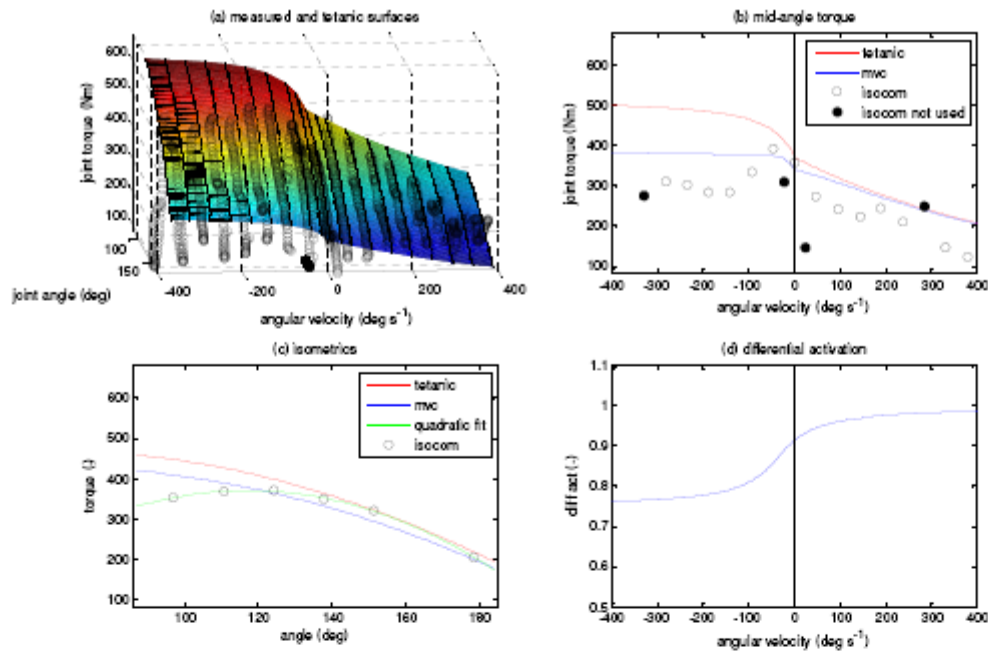


Figure 6. Nine parameter strength surface results for hip extension

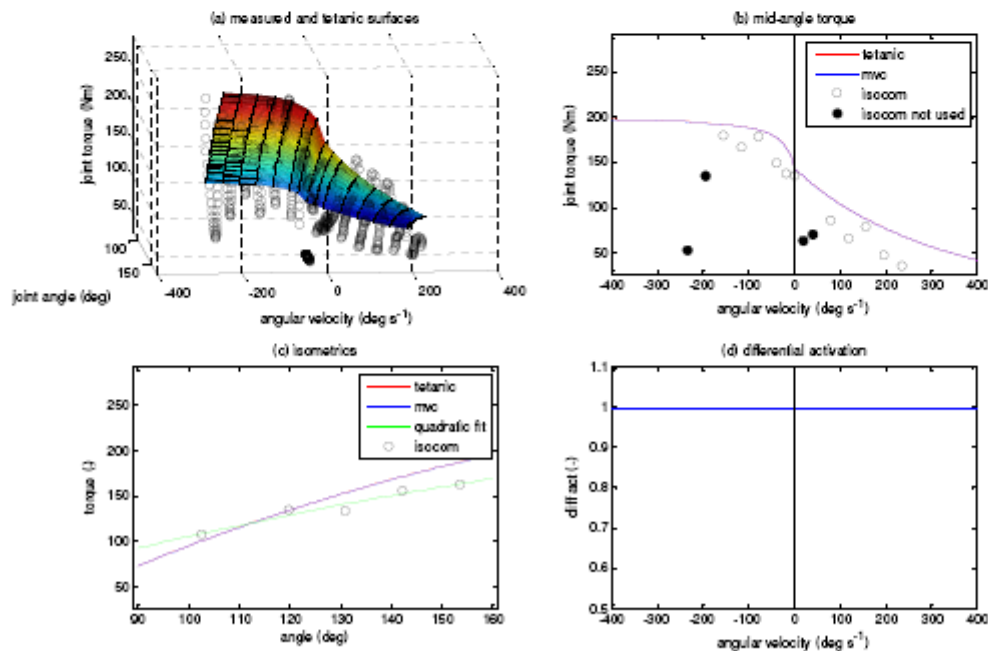


Figure 7. Nine parameter strength surface results for hip flexion

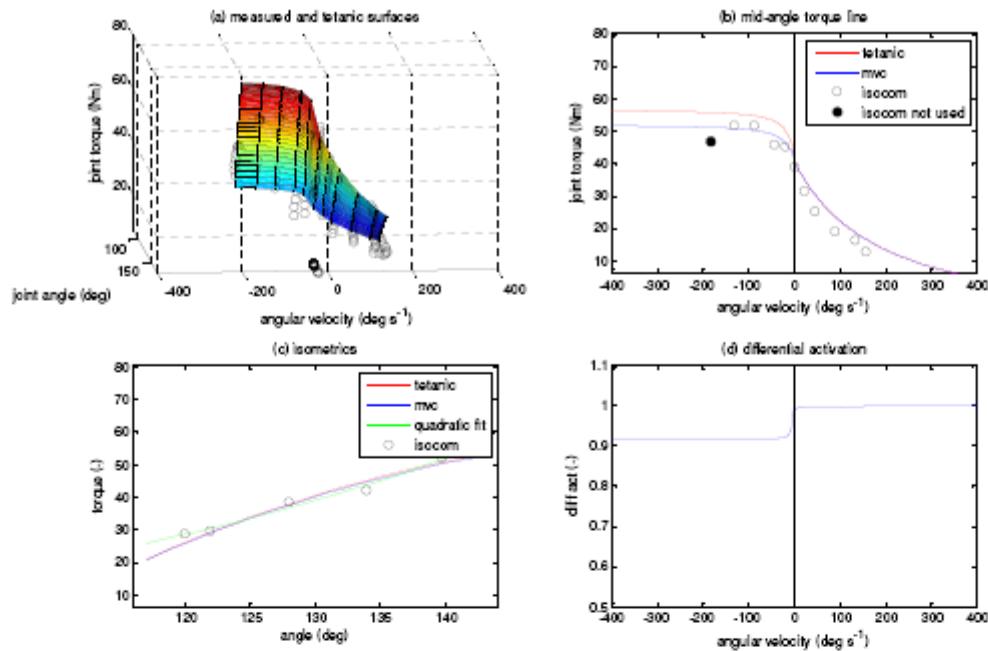


Figure 8. Nine parameter strength surface results for ankle dorsiflexion

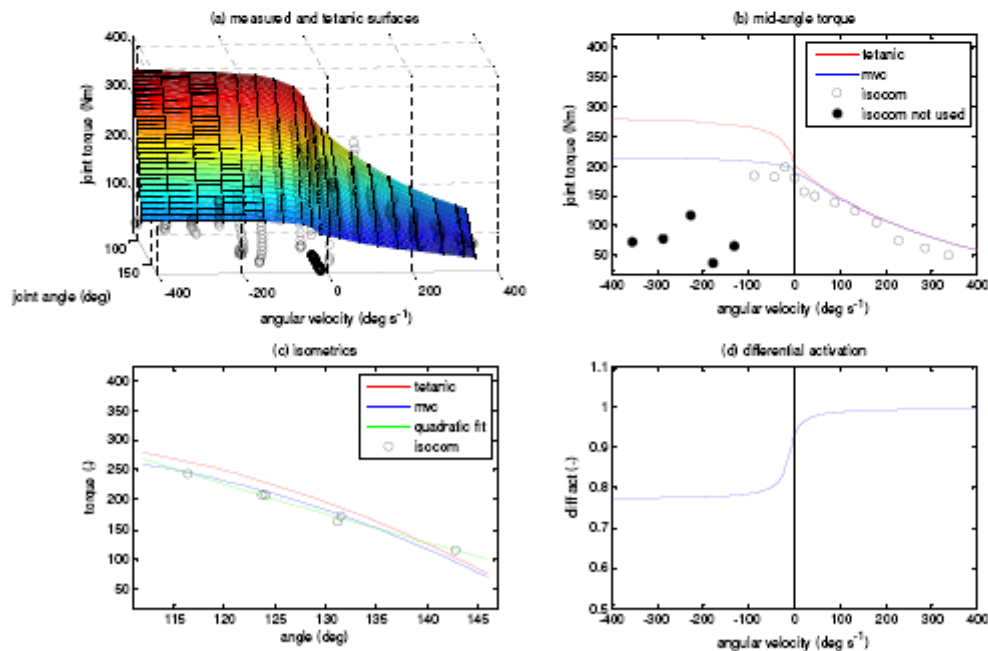


Figure 9. Nine parameter strength surface results for ankle plantarflexion

4.0 Fast Isometric Trials

The data from the fast isometric trials were filtered similarly to the other trials. However, no further processing of these datasets was undertaken. The raw and filtered data from each fast isometric trial is given in the attached Excel spreadsheet.

References

- Corana A, Marchesi M, Martini C and Ridella S, 1987, Minimizing multimodal functions of continuous variables with the "Simulated Annealing" algorithm. *ACM Transactions on Mathematical Software*, **13**(3), 262–280.
- Harry JD, Ward A W, Heglund NC, Morgan, DL and McMahon TA, 1990, Cross-bridge cycling theories cannot explain high-speed lengthening behavior in frog muscle. *Biophysical Society Journal*, **57**(2), 201–208.
- Hill AV, 1938, The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society Series B*, **126**, 136–195.
- Huxley AF, 1957, Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, **7**, 225–318.
- Wood GA and Jennings LS, 1979, On the use of spline functions for data smoothing. *Journal of Biomechanics*, **12**(6), 477–479.
- Yeadon MR, King MA, Wilson C., 2006, Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement. *Journal of Biomechanics*, **39**(3), 476–482.

Nomenclature

a	activation level	-
a_{MIN}	minimum activation level	-
a_{MAX}	maximum activation level	-
m	parameter governing the rate at which the activation increases with angular velocity, <i>i.e.</i> $1/m$ is proportional to the slope at the point of inflection	rad s ⁻¹
r	quadratic parameter in the torque – angle equation	deg ⁻²
T_C	torque asymptote in concentric hyperbola	Nm
T_E	torque asymptote in eccentric hyperbola	Nm
T_{MAX}	maximum torque in eccentric phase	Nm
T_{MVC}	maximum voluntary torque	Nm
T_O	maximum isometric torque	Nm
$T_{T\omega}$	tetanic torque and velocity ω	Nm
$T_{T\omega\theta}$	tetanic torque and velocity ω and angle θ	Nm
α_1	regression constant for crank arm to joint angle conversion	-
α_2	regression constant for crank arm to joint angle conversion	deg
θ	joint angle	deg
θ_{AS}	angle between the long axis of the shank and the sole of the foot	deg
θ_{CR}	crank arm angle	deg
θ_{OPT}	joint angle corresponding to peak torque	deg
ω	angular velocity of the joint	rad s ⁻¹
ω_C	angular velocity asymptote in concentric hyperbola	rad s ⁻¹
ω_{CR}	angular velocity of the crank arm	rad s ⁻¹
ω_E	angular velocity asymptote in eccentric hyperbola	rad s ⁻¹
ω_{MAX}	maximum angular velocity at which torque equals zero	rad s ⁻¹
ω_1	angular velocity at the mid-point of the activation	rad s ⁻¹

Appendix A – Outline of the Procedure for Determining Subject-Specific Strength Parameters

Isovelocity Dynamometer Measurements

The strength measurements are conducted on an isovelocity dynamometer (ISOCOM, www.eurokinetics.com). Care is taken in positioning the subject to ensure that the joint centre is best aligned with the crank arm axis throughout the joint angle range of interest. Following initial gravity correction measurements, a series of maximal contraction trials are conducted with sufficient rest between trials to minimise fatigue effects. These comprise of isometrics at 5 to 6 joint angles covering the range of interest, followed by dynamics which start at 50 deg s⁻¹ and increase in steps of 50 deg s⁻¹ up to a possible maximum of 400 deg s⁻¹ (using the concentric – eccentric cycle protocol described in [1]).

Data Collection and Processing

The ISOCOM records the crank angle, crank angular velocity and crank torque, which is downloaded as an Excel spreadsheet with a user specified frequency of 1000 Hz. To convert these measurements to a joint basis, for each of the maximal isometric trials the joint angle is measured using a mechanical goniometer, and a linear regression applied to relate the recorded crank angle to the measured joint angle. The results of this analysis can be used to convert the dynamometer data from a crank to a joint basis [2] and thus provide estimates of the joint angle, joint angular velocity and joint torque in each trial.

For each isometric trial, the joint angle and maximum joint torque is identified, whilst for the each dynamic trial the joint angle, joint angular velocity and joint torque within the isovelocity region is identified. This data provides the basis for fitting the strength parameters as described below.

Strength Parameters

The strength parameters describe a nine parameter surface function relating torque, angle and angular velocity. They are determined using a weighted fit to the processed dynamometer data using a simulated annealing algorithm which requires an initial guess and upper and lower bounds for each of the nine parameters. These are set using the established methods described in [2] and use the isometric torque data and an estimate of the maximum joint velocity measured by independent Vicon testing.

References

- [1] Yeadon MR, King MA, Wilson C., 2006, Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 476–482.
- [2] Kong, P.W., 2005, *Computer simulation of the takeoff in springboard diving*. Unpublished doctoral dissertation, Loughborough University, Loughborough.